

JP S63(1988)-44011(U)

Carrier for electrocardiographic electrodes

The system, in which plural electrodes are arranged on flexible material so that they are freely movable, allows attachment of electrodes at one time.

⑫ 実用新案公報 (Y 2)

昭 63 - 44011

⑤① Int. Cl. 4

A 61 B 5/04

識別記号

3 0 0

庁内整理番号

E - 7916 - 4C
M - 7916 - 4C

②④④ 公告 昭和63年(1988)11月16日

(全 3 頁)

⑤④ 考案の名称 心電図用電極保持体

②① 実 願 昭 57 - 117113

⑥⑤ 公 開 昭 59 - 22113

②② 出 願 昭 57 (1982) 7 月 31 日

④③ 昭 59 (1984) 2 月 10 日

②② 考 案 者 松 尾 元 道 東京都新宿区西落合 1 丁目 31 番 4 号 日本光電工業株式会社
社内

⑦① 出 願 人 日本光電工業株式会社 東京都新宿区西落合 1 丁目 31 番 4 号

⑦④ 代 理 人 弁理士 本 田 崇

審 査 官 乾 雅 浩

⑥⑥ 参 考 文 献 特 開 昭 54 - 21085 (J P, A) 実 開 昭 55 - 114605 (J P, U)

1

⑦⑦ 実用新案登録請求の範囲

少くとも外周面が絶縁体からなる支持体と、所定箇所に非絶縁区間の設けられた導線を複数本並設し前記支持体に貼着された導線束と、この導線束に所定の間隔を隔てて外嵌しかつ前記導線束の非絶縁区間と電気的接続を保ちつつ摺動可能とした複数の電極体と、前記支持体の長手方向の両端を固定する固定部とを備えたことを特徴とする心電図用電極保持体。

考案の詳細な説明

本考案は心電図用電極保持体に関する。

一般に心電図の測定には四肢誘導、単極胸部誘導等の各種の誘導法が用いられている。第 1 図 a において胸部 1 の $V_1 \sim V_6$ は胸部誘導部位を示す。従来は心電図用電極たとえば第 1 図 b の吸着電極 2 a ~ 2 f を前記胸部誘導部位 $V_1 \sim V_6$ に各々装着して心電図の測定を行なっていた。しかしながら上記の方法で心電図測定を行なう場合、誘導部位 $V_1 \sim V_6$ の数だけ吸着電極 2 a ~ 2 f の装着動作を行なわなければならないので装着を完了するまで非常に時間がかかってしまう。胸部誘導部位 $V_1 \sim V_6$ の間隔が人体によつて個人差があるので、特に集団検診時においては電極の装着に多大な労力と時間を費やしてしまう。また胸部誘導部位 $V_1 \sim V_6$ の各々に吸着電極 2 a ~ 2 f を装着するので吸着電極 2 a ~ 2 f のリード線 3 a ~ 3 f が互いに絡まって非常に測定能率が悪くなる等の欠

2

点があつた。

さらには、近年技術的に発展した心電図のマツピングにあつては、胸部体表面に多数の電極を装着し、それぞれの電極から得られる心電図信号を基に等電位線を描くものであるため、電極の数からして上述の欠点は一層著しいものとなつていた。

本考案は上記の点に鑑みなされたもので可撓性部材の上に複数の電極体を自在に移動できるように一体に配設して、1 回の装着動作で電極の装着が完了できるようにした心電図用電極保持体を提供することを目的としている。

以下図面を参照しながら本考案の一実施例を説明する。第 2 図 ~ 第 4 図はともに本考案の一実施例を示し、第 2 図は正面図、第 3 図は側面図、第 4 図は第 2 図の A - A 断面を示す図である。これらの図において、11 は支持体であり、たとえば鉛板のような可撓性ある部材をビニール等の絶縁材でコーティングしたものである。12 はたとえばフラットケーブルの如き導線 12 a ~ 12 f を並設し、その導線 12 a ~ 12 f の外周面にビニール被覆を施した導線束である。各導線 12 a ~ 12 f に付された符号 13 a ~ 13 f は絶縁被覆の施されていない非絶縁区間である。14 a ~ 14 f は電極体であり、前記導線束 12 の非絶縁区間 13 a ~ 13 f に相当する位置に図示のように外嵌されている。また前記電極体 14 a ~ 14 f

3

は前記非絶縁区間 13 a ~ 13 f 内を電氣的接続を保ちつつ移動可能にされている。15 a ~ 15 f は円板状をした心電図測定電極相当部である。16 a ~ 16 f (16 b 以外は図示せず) は心電図信号を電極体 14 a ~ 14 f から各導線 12 a ~ 12 f へ伝達するための摺動可能な当接部である。17 a, 17 b はともに前記支持体 11 の両端を固定する固定部である。この固定部 17 b には前記導線 12 a ~ 12 f に接続された出力端子 18 a ~ 18 f が配設されている。

次に電極体 14 a ~ 14 f についてその詳細を第 4 図とともに説明する。第 4 図は第 2 図の矢印 A-A を結ぶ線で切断した場合の拡大断面図である。同図において電極体 14 b は導電性および弾性を有する部材たとえば金属性の板バネから成り、その一端には円板状の心電図測定電極相当部 15 b が形成され、他端には非絶縁区間 13 b と接触する当接部 16 b が形成されている。

以上の如く構成された本考案の心電図用電極保持体を用いて心電図を測定する際の装着方法は、まず固定部 17 a, 17 b へ両面接着テープを貼着し、人体の胸部へ支持体 11 を巻き付ける。次に電極体 14 a ~ 14 f を誘導部位 $V_1 \sim V_6$ に当接して装着を完了する。このとき、電極体 14 a ~ 14 f は導線束 12 の非絶縁区間 13 a ~ 13 f を自在に移動することができるので、心電図測定電極相当部 15 a ~ 15 f を容易に誘導部位 $V_1 \sim V_6$ へ当接することができる。この後必要に応じて支持体 11 をバンド (図示省略) 等で固定しても良い。また支持体 11 の固定部 17 b に設けられた出力端子 18 a ~ 18 f には心電計や波形記録器等の機器を結ぶ接続用コード (図示省略) が接続される。上記のようにして胸部に支持体 11 を装着すれば誘導部位 $V_1 \sim V_6$ の電気信号は、心電図測定電極相当部 15 a ~ 15 f、当接部 16 a ~ 16 f、非絶縁区間 13 a ~ 13 f、導線 12 a ~ 12 f、出力端子 18 a ~ 18 f および接続用コード (図示省略) を順次経由して心電計や波形記録器等の機器へ導出される。

なお上記実施例では、導線 12 a ~ 12 f とし

4

て銅線が用いられているが、本考案はこれに限られるものではなく、たとえばカーボン繊維からなる導線を用いるならば化学的により安定で軽量の電極保持体を得ることができるものである。また電極体 15 a ~ 15 f の材質も金属性板バネに限らずカーボン粒子を含有した導電性プラスチック等であつても良く、個数もマツピング等にあつては当然 6 個以上となり得るものである。さらには、支持体 11 は鉛板をビニール等の絶縁材でコーティングしたものに限らず薄くて可撓性のある材料であるならば全体が絶縁材であつても良い。

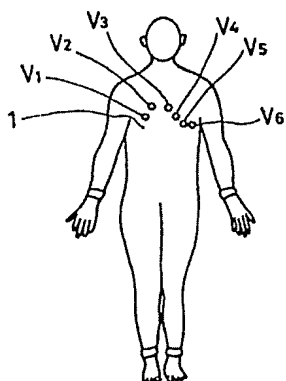
以上のように本考案は、少くとも外周面が絶縁体からなる支持体と、所定箇所に非絶縁区間の設けられた導線を複数本並設し前記支持体に貼着された導線束と、この導線束に所定の間隔を隔てて外嵌しかつ前記導線束の非絶縁区間と電氣的接続を保ちつつ摺動可能とした複数の電極体と、前記支持体の長手方向の両端を固定する固定部とを備えた心電図用電極保持体であるため、人体の胸部へ電極を装着するときに 1 回の装着動作で済み、特にマツピングを行うときには装着に費やす時間が従来に比べて大幅に短縮できる。また電極体を導線束の非絶縁区間内で移動自在としたので、電極を装着する際の位置調整を速やかに行うことができる。さらには導線束が電極体及び固定部によつて一体化されるか絶縁材の自己融着により一体化しているので、従来のように電極のリード線が互に絡み合うことが無く、測定能率が向上する等の効果が得られる。

図面の簡単な説明

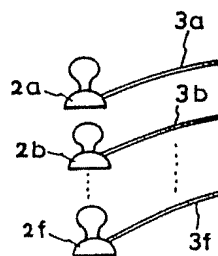
第 1 図 a は心電図の誘導部位を示す図、第 1 図 b は従来の吸着電極、第 2 図は本考案の一実施例を示す正面図、第 3 図は側面図及び第 4 図は第 2 図の A-A 断面図である。

11…支持体、12…導線束、12 a ~ 12 f …導線、13 a ~ 13 f …非絶縁区間、14 a ~ 14 f …電極体、15 a ~ 15 f …心電図測定電極相当部、16 a ~ 16 f …当接部、17 a, 17 b …固定部。

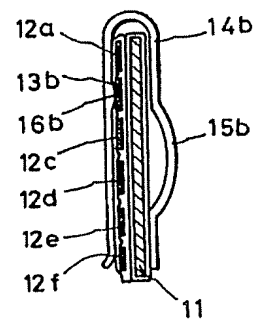
第1図 a



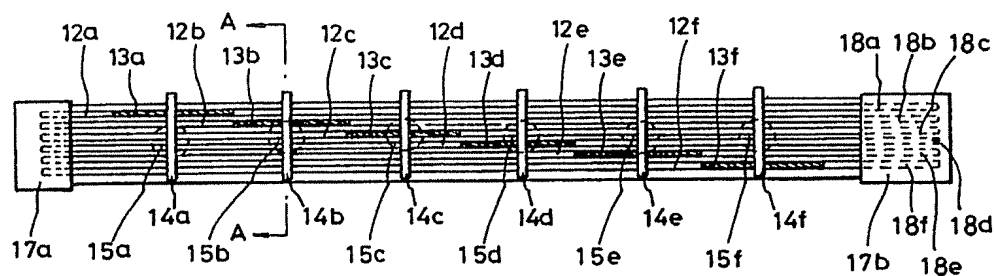
第1図 b



第4図



第2図



第3図

